

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 40 960,9

Anmeldetag: 05. September 2002

Anmelder/Inhaber: Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Hamburg/DE

Bezeichnung: Katheter, insbesondere zur Verwendung bei der
MR-Bildgebung

IPC: A 61 B, H 01 B

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 4. April 2003
Deutsches Patent- und Markenamt

Der Präsident
Im Auftrag

Ebert



BESCHREIBUNG

Katheter, insbesondere zur Verwendung bei der MR-Bildgebung

Die Erfindung betrifft einen Katheter, der sich insbesondere zur Verwendung bei der Magnetresonanz-Bildgebung (MR-Bildgebung) eignet, sowie eine MR-Anordnung zur

5 Erstellung von MR-Bildern eines Untersuchungsobjekts, insbesondere zur intravaskulären interventionellen MR-Bildgebung.

Ein Katheter zur Verwendung bei der MR-Bildgebung ist aus der US 5,792,055 bekannt. Der Katheter ist dabei durch ein Koaxialkabel gebildet, das als Antenne dient.

10 Dadurch lässt sich der Katheter während einer intravaskulären Intervention lokalisieren und in MR-Bildern darstellen. Nachteilig dabei ist allerdings, dass sich bei der Hochfrequenzanregung der Kernspins auf dem Koaxialkabel das umgebende Gewebe aufgrund der sich um das Kabel bildenden stehenden Wellen (Gleichtaktresonanz) erhitzt. Dies kann bis zur Schädigung des umgebenden Gewebes führen.

15

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, einen Katheter, insbesondere zur Anwendung bei MR-Anordnungen, sowie eine entsprechende MR-Anordnung anzugeben, bei denen die beschriebene unerwünschte Erhitzung des den Katheter umgebenden Gewebes vermieden werden.

20

Dies wird erfindungsgemäß durch einen Katheter gemäß Anspruch 1 erreicht mit

- einer Katheterhülle (2),
- einem hohlen Führungskanal (3) innerhalb der Katheterhülle (2) zur Einführung eines medizinischen Instruments und
- 25 - zwei von einer Kabelhülle (5) aus einem dielektrischen Material umschlossenen elektrischen Leitern (4) zur Übertragung von HF-Signalen innerhalb der Katheterhülle (2), wobei das dielektrische Material eine relative Dielektrizitätszahl (ϵ_r) kleiner als 4 aufweist, der Durchmesser der elektrischen Leiter (4) zwischen 5 und 50 μm , insbesondere zwischen 10 und 30 μm , beträgt und der Abstand der

elektrischen Leiter (4) weniger als 300µm, insbesondere weniger als 200µm, beträgt.

Die Erfindung wird außerdem gelöst durch eine MR-Anordnung nach Anspruch 6 mit:

- 5 - einer Hauptfeldmagnetanordnung (16) zur Erzeugung eines homogenen statischen Hauptmagnetfeldes,
- einer Gradientenspulenanordnung (17, 18, 19) zur Erzeugung magnetischer Gradientenfelder,
- einer Hochfrequenzspulenanordnung (14) zur Anregung eines Untersuchungsbereichs,
- 10 - einer Empfangsspulenanordnung (14, 12) zum Empfang von MR-Signalen aus dem Untersuchungsbereich,
- einem Katheter (1) nach Anspruch 1 zur Einführung eines medizinischen Instruments in das Untersuchungsobjekt (10), insbesondere mit einer an oder in dem Katheter (1) angeordneten aktiven Spule (4, 5), zur Katheterlokalisierung, zur lokalen Anregung des Untersuchungsbereichs und/oder zum lokalen Empfang von MR-Signalen, und
- 15 - einer Steuerungseinheit (23) zur Steuerung der MR-Anordnung.

- 20 Der Erfindung liegt dabei der Gedanke zugrunde, den Katheter so auszustalten, dass bis zu der verwendeten MR-Frequenz keine Resonanzen auftreten können. Dazu ist erfindungsgemäß ein Kabel mit zwei elektrischen Leitern vorgesehen, die von einer Kabelhülle aus einem dielektrischen Material umschlossen sind, wobei das Kabel so ausgestaltet ist, dass es einen niedrigen Verkürzungsfaktor aufweist. Der Verkürzungsfaktor ist dabei definiert als die Quadratwurzel aus dem Produkt aus der relativen Dielektrizitätszahl (ϵ_r) und der relativen Permeabilitätszahl (μ_r), wobei die Verkürzung der verwendeten Wellenlänge daraus resultiert, dass sich die elektromagnetische Welle nicht im Vakuum, sondern in einem Medium mit einer relativen Dielektrizitätszahl und/oder relativen Permeabilitätszahl größer als 1 ausbreitet. Durch einen derart 25 gewählten Verkürzungsfaktor wird also die Gleichtaktresonanz des Kabels über die MR-
- 30

Frequenz hinaus verschoben.

Außerdem ist erfindungsgemäß vorgesehen, dass ein miniaturisiertes Kabelpaar verwendet wird, bei dem die einzelnen Leiter einen nur geringen Durchmesser und einen geringen Abstand voneinander aufweisen. Um einen möglichst geringen Verkürzungsfaktor auch während der Intervention zu erreichen, sollen die Durchmesser der Leiter dabei möglichst klein ausfallen; sie dürfen allerdings auch nicht zu klein sein, da sonst zu große Signalverluste auftreten. Die angegebenen Größenordnungen stellen deshalb einen entsprechenden Kompromiss dar.

10

Vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Katheters sind in den Unteransprüchen angegeben. In einer bevorzugten Ausgestaltung ist vorgesehen, dass das dielektrische Material eine relative Dielektrizitätszahl kleiner als 2,3, insbesondere als 1,5, aufweist. Beispielsweise könnte als dielektrisches Material Polytetrafluoräthylen (PTFE) benutzt werden, das eine relative Dielektrizitätszahl von etwa 2,3 aufweist.

Alternativ eignen sich insbesondere luftige Kunststoffe als dielektrisches Material für die Kabelhülle, da bei derartigen Stoffen die relative Dielektrizitätszahl nahe bei 1 liegt. Ein beispielhafter Stoff ist z.B. FP301040 oder FP301020 (von Good Fellow). Dadurch lassen sich Verkürzungsfaktoren bis etwa 1,2 erreichen, wobei die Wahl des geeigneten dielektrischen Materials auch von der Feldstärke des Hauptfeldmagneten der verwendeten MR-Anordnung abhängt.

25 Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung sind die zwei elektrischen Leiter auch zur Übertragung einer Gleichspannung zur Spannungsversorgung eines an oder in dem Katheter angeordneten medizinischen Instruments ausgestaltet. So kann beispielsweise eine an der Katheterspitze angeordnete aktive Spule, wie sie gemäß einer weiteren Ausgestaltung zur Katheterlokalisierung während einer Intervention oder auch zur MR-Signalerfassung im Umgebungsreich vorgesehen ist, dienen.

30

Die Erfindung lässt sich grundsätzlich bei allen MR-Anordnungen, bei denen insbesondere intravaskuläre Interventionen durchgeführt werden sollen, einsetzen, vor allem bei MR-Anordnungen mit einer Feldstärke bis 2 Tesla, eine typische Patientengröße vorausgesetzt; sind nur kleine Katheterlängen erforderlich, z.B. bei Kleinkindern, 5 können auch Untersuchungen bei höheren Feldstärken stattfinden. Bei einem 1,5 Tesla-System können Katheter mit einer Länge bis zu 1,6m verwendet werden. Der erfindungsgemäße Katheter stellt somit eine kostengünstige und einfach herzustellende Lösung dar, mit der die unerwünschte Erhitzung des den Katheter umgebenden Gewebes durch das Anregungsfeld der Kernspins vermieden wird.

10

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen Querschnitt durch einen erfindungsgemäßen Katheter und

Fig. 2 eine vereinfachte Darstellung einer erfindungsgemäßen MR-Anordnung mit einem solchen Katheter.

15

Fig. 1 zeigt einen Querschnitt durch einen erfindungsgemäßen Katheter 1. Dieser besteht aus einer Katheterhülle 2, die beispielsweise aus einem flexiblen Kunststoff besteht.

Innerhalb dieser Katheterhülle 2 ist ein Führungskanal (Lumen) 3 gebildet, durch das ein oder mehrere medizinische Instrumente in das Untersuchungsobjekt, beispielsweise den Körper eines Patienten, eingeführt werden können. Ferner befindet sich innerhalb der Katheterhülle 2 eine Kabelhülle 5, in der zwei elektrische Leiter 4 im wesentlichen parallel verlaufend und vollständig von der Kabelhülle 5 umschlossen angeordnet sind.

Die Kabelhülle 5 besteht aus dielektrischem Material, das eine relative Dielektrizitätszahl (Permittivität) ϵ_r aufweist, die kleiner als 4, vorzugsweise kleiner als 2,3 ist. Der Durchmesser der elektrischen Leiter 4 liegt vorzugsweise im Bereich zwischen 10 und 30 μm , z.B. 15 μm und der Abstand der beiden Leiter 4 voneinander ist vorzugsweise geringer als 200 μm , z.B. 50 μm .

20 Durch diese Ausgestaltung wird ein geringer Verkürzungsfaktor erreicht und die kleinste Resonanzfrequenz des Kabels somit in einen Bereich verschoben wird, der nicht mit der

25 Durch diese Ausgestaltung wird ein geringer Verkürzungsfaktor erreicht und die kleinste Resonanzfrequenz des Kabels somit in einen Bereich verschoben wird, der nicht mit der

verwendeten MR-Frequenz übereinstimmt und der sich durch die Anwesenheit des Gewebes nicht ändert. Der Verkürzungsfaktor hat insofern auf die Resonanzfrequenz einen Einfluss, als die Resonanzfrequenz einer Antenne grundsätzlich umgekehrt proportional ist zu dem Verkürzungsfaktor. Durch einen kleinen Durchmesser der

5 elektrischen Leiter wird erreicht, dass die elektromagnetische Energie bevorzugt in der Umgebung des Leiters gespeichert wird und somit weniger Energie in die Umgebung dissipiert werden kann, wodurch ebenfalls eine Erhitzung der Umgebung des Katheters vermieden wird.

10 Zwei Leiter sind vorgesehen, um Signale im sogenannten Differential-Modus zu übertragen. Zusätzlich kann auch eine Gleichspannung übertragen werden, die nicht mit dem im Hochfrequenzbereich liegenden MR-Signal interferiert.

Als dielektrisches Material für die Kabelhülle 5 eignet sich beispielsweise

15 Polytetrafluoräthylen mit einer relativen Dielektrizitätszahl von etwa 2,2 bis 2,3. Bevorzugt wird jedoch ein luftiger, schwammartiger Kunststoff verwendet, z. B. FP301040 oder FP301020 (von Good Fellow), da derartige Stoffe eine relative Dielektrizitätszahl nahe bei 1 aufweisen.

20 Eine erfindungsgemäße MR-Anordnung, bei der der erfindungsgemäße Katheter eingesetzt werden kann, ist schematisch in Figur 2 gezeigt. Dabei ist ein Patient 10 für eine intravaskuläre Intervention auf einem Patiententisch 11 liegend angeordnet. Ein erfindungsgemäßer Katheter 1 ist für eine Behandlung der Koronararterien in eine Hauptarterie des Patienten 10 eingeführt und wird dabei von einem Arzt bis zu den 25 Herzkranzgefäßen vorgeschoben. Dieser Katheter 1 weist an seinem in dem Patienten 10 eingeführten Endbereich eine Bilderfassungsvorrichtung 12 und eine Lokalisierungsvorrichtung 13 auf. Die Bilderfassungsvorrichtung 12 kann beispielsweise eine Mikrospule sein, die nach Anregung durch eine externe Anregungsspule 14 MR-Signale aus ihrer Umgebung empfangen kann, die Bildinformationen über die Umgebung der 30 Mikrospule 4 liefern. Die Lokalisierungsvorrichtung 13 ist beispielhaft als Magnet-

feldsensor ausgebildet, der mit einem unterhalb des Patienten 10 angeordneten Spulen-tableau 15 zusammenwirkt. Mittels der von den einzelnen Spulen des Spulentableaus 15 ausgesandten Signale kann anhand der von dem Magnetfeldsensor 13 empfangenen Signale die Position des Magnetfeldsensors und damit die Position des Endbereichs des 5 Katheters 1 bestimmt werden. Die beschriebene Bilderfassung mittels der Mikrospule 12 und Lokalisierung mittels des Magnetfeldsensors 13 sind per se bekannt und sollen deshalb hier nicht weiter erläutert werden.

Die MR-Anordnung weist ferner eine Hauptfeldmagnetenordnung 16 mit mehreren 10 Hauptfeldmagneten auf, die ein stationäres gleichförmiges magnetisches Feld in Längsrichtung des Patienten 10 erzeugen. Zur Erzeugung von magnetischen Gradientenfeldern ist eine Gradientenspulenanordnung mit mehreren Gradientenspulen 17, 18, 19 vorgesehen. Zur Erzeugung von Hochfrequenzanregungsimpulsen und zur Erfassung von MR-Signalen aus dem angeregten Untersuchungsbereich ist ferner eine 15 Hochfrequenzspulenanordnung 14 vorgesehen.

Zur Verarbeitung der von der Mikrospule 12 empfangenen Signale bzw. zur Steuerung der Mikrospule 12 und der Anregungsspule 14 ist eine Bildverarbeitungs- und Steuer-einrichtung 20 vorgesehen, die die gemessenen Signale in Bildinformationen umwandelt 20 und an eine Datenverarbeitungseinrichtung 21 weiterleitet. Zur Verarbeitung der von dem Magnetfeldsensor 13 erfassten Signale und zur Steuerung des Magnetfeldsensors und des Spulentableaus 15 ist eine Positionsverarbeitungs- und Steuerungseinheit 22 vorgesehen, die die gemessenen Signale in Positionsdaten umwandelt und an die Daten-verarbeitungseinrichtung 21 weiterleitet. Die Steuerung der genannten Spulen und 25 Einheiten erfolgt durch eine Steuereinheit 23. Die Auswertung und Darstellung der genannten Signale sowie die Funktionsweise einer solchen MR-Anordnung sind ebenfalls per se bekannt und sollen deshalb ebenfalls hier nicht weiter erläutert werden.

Durch den erfindungsgemäßen Katheter, der kostengünstig und einfach herzustellen ist, 30 wird wirkungsvoll eine Erhitzung des den Katheter umgebenden Bereich des Gewebes

des Patienten 10 vermieden. Der Katheter lässt sich dabei für unterschiedliche Anwendungen der MR-Bildgebung verwenden.

PATENTANSPRÜCHE

1. Katheter, insbesondere zur Verwendung bei der MR-Bildgebung, mit
 - einer Katheterhülle (2),
 - einem hohlen Führungskanal (3) innerhalb der Katheterhülle (2) zur Einführung eines medizinischen Instruments und
 - 5 - zwei von einer Kabelhülle (5) aus einem dielektrischen Material umschlossenen elektrischen Leitern (4) zur Übertragung von HF-Signalen innerhalb der Katheterhülle (2), wobei das dielektrische Material eine relative Dielektrizitätszahl (ϵ_r) kleiner als 4 aufweist, der Durchmesser der elektrischen Leiter (4) zwischen 5 und 50 μm , insbesondere zwischen 10 und 30 μm , beträgt und der Abstand der 10 elektrischen Leiter (4) weniger als 300 μm , insbesondere weniger als 200 μm , beträgt.
2. Katheter nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
15 dass das dielektrische Material eine relative Dielektrizitätszahl kleiner als 2,3, insbesondere kleiner als 1,5, aufweist.
3. Katheter nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
20 dass das dielektrische Material ein luftiger Kunststoff, insbesondere FP301040 oder FP301020 von Good Fellow, ist.

4. Katheter nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass die zwei elektrischen Leiter (4) auch zur Übertragung einer Gleichspannung zur Spannungsversorgung eines an oder in dem Katheter (1) angeordneten medizinischen

5 Instruments ausgestaltet sind.

5. Katheter nach Anspruch 1,

gekennzeichnet durch Mittel zur Katheterlokalisierung während einer Intervention,

insbesondere mit mindestens einer an oder in dem Katheter (1) angeordneten aktiven 10 Spule (4, 5).

6. MR-Anordnung zur Erstellung von MR-Bildern eines Untersuchungsobjekts,

insbesondere zur intravaskulären interventionellen MR-Bildgebung, mit:

- einer Hauptfeldmagnetanordnung (16) zur Erzeugung eines homogenen statischen 15 Hauptmagnetfeldes,
- einer Gradientenspulenanordnung (17, 18, 19) zur Erzeugung magnetischer Gradientenfelder,
- einer Hochfrequenzspulenanordnung (14) zur Anregung eines Untersuchungsbereichs,
- einer Empfangsspulenanordnung (14, 12) zum Empfang von MR-Signalen aus dem 20 Untersuchungsbereich,
- einem Katheter (1) nach Anspruch 1 zur Einführung eines medizinischen Instruments in das Untersuchungsobjekt (10), insbesondere mit einer an oder in dem Katheter (1) angeordneten aktiven Spule (4, 5), zur Katheterlokalisierung, zur 25 lokalen Anregung des Untersuchungsbereichs und/oder zum lokalen Empfang von MR-Signalen, und
- einer Steuerungseinheit (23) zur Steuerung der MR-Anordnung.

ZUSAMMENFASSUNG

Katheter, insbesondere zur Verwendung bei der MR-Bildgebung

Die Erfindung betrifft einen Katheter, der sich insbesondere zur Verwendung bei der MR-Bildgebung eignet. Um unerwünschte Erhitzungen des den Katheter umgebenden

5 Gewebes durch das MR-Anregungsfeld zu vermeiden, ist der erfindungsgemäße Katheter ausgestaltet mit:

- einer Katheterhülle (2),
- einem hohlen Führungskanal (3) innerhalb der Katheterhülle (2) zur Einführung eines medizinischen Instruments und
- 10 - zwei von einer Kabelhülle (5) aus einem dielektrischen Material umschlossenen elektrischen Leitern (4) zur Übertragung von HF-Signalen innerhalb der Katheterhülle (2), wobei das dielektrische Material eine relative Dielektrizitätszahl (ϵ_r) kleiner als 4 aufweist, der Durchmesser der elektrischen Leiter (4) zwischen 5 und 50 μm , insbesondere zwischen 10 und 30 μm , beträgt und der Abstand der elektrischen Leiter (4) weniger als 300 μm , insbesondere weniger als 200 μm , 15 beträgt.

Fig. 1

20

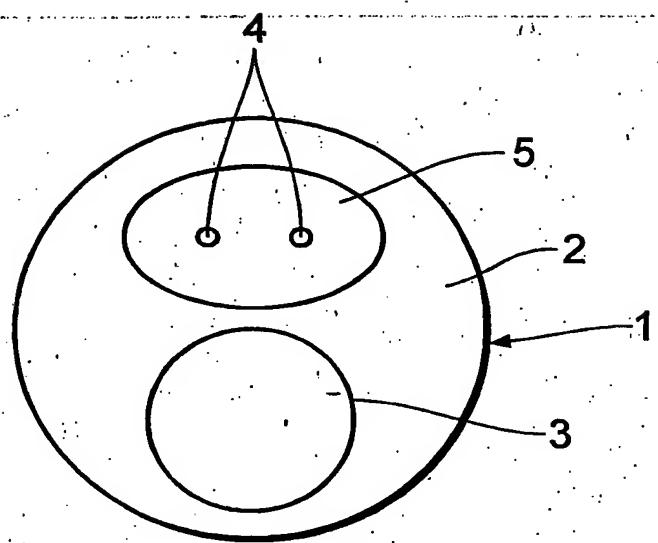


Fig. 1

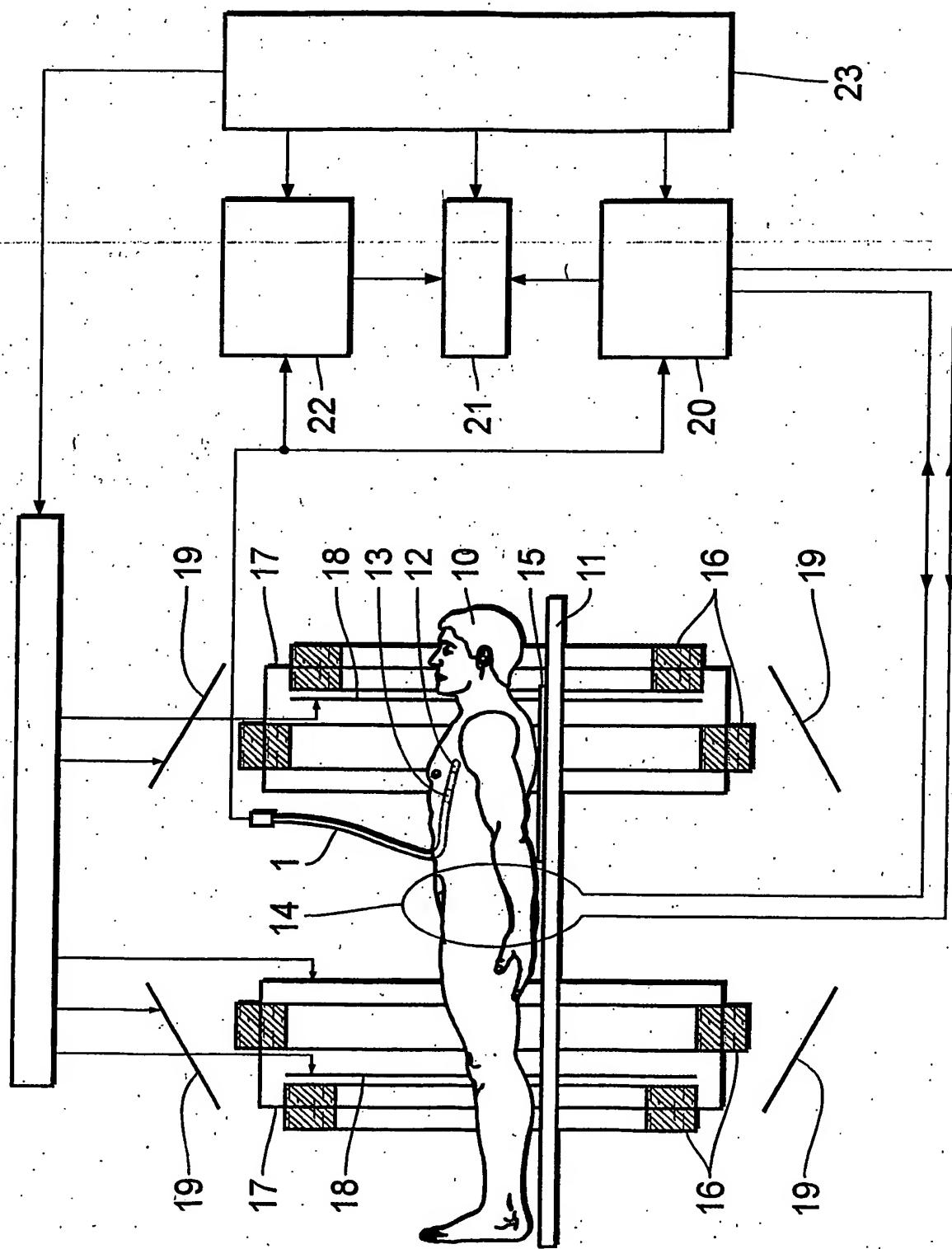


Fig. 2

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.